



Universidad Politécnica de Madrid

Escuela Técnica Superior de Ingenieros de
Caminos Canales y Puertos

Escuela Técnica Superior de Ingenieros de
Telecomunicación

Grado en Ingeniería Biomédica

Proyecto Fin de Grado

Simulación y análisis por el método de
elementos finitos de una rótula humana

Madrid 2016

Tutor

Juan Carlos García Orden

Titulación

Autor

Virginia Arnanz Tejido

Candidato a Graduado en Ingeniería
Biomédica

Simulación y análisis por el método de elementos finitos de una rótula humana

Autor: Virginia Arnanz Tejido

Tutor: Juan Carlos García Orden

Tribunal

Presidente: Felipe Gabaldón Castillo

Vocal: Juan José Arribas Montejo

Secretario: Gustavo Ramón Plaza Baonza

Realizado el acto de defensa y lectura del Trabajo Fin de Grado el día de de 2016 en

Calificación:

EL PRESIDENTE

EL VOCAL

EL SECRETARIO



Universidad Politécnica de Madrid

Escuela Técnica Superior de Ingenieros de
Caminos Canales y Puertos

Escuela Técnica Superior de Ingenieros de
Telecomunicación

Grado en Ingeniería Biomédica

Proyecto Fin de Grado

Simulación y análisis por el método de
elementos finitos de una rótula humana

Madrid 2016

Tutor

Juan Carlos García Orden

Titulación

Autor

Virginia Arnanz Tejido

Candidato a Graduado en Ingeniería
Biomédica

Resumen

En los últimos años abundan los estudios en los que se usa el análisis elementos finitos para representar, desde el punto de vista mecánico, sistema óseos, musculares, órganos individuales y prótesis en todo tipo de especialidades quirúrgicas.

En el presente trabajo se realiza un estudio utilizando este análisis. En este último se representa, por medio del software Abaqus, el comportamiento de una rótula humana así como el de cada una de las estructuras que ejercen influencia sobre ella en la articulación de la rodilla.

Para ello se parte de una imagen TAC realizada a partir de una rótula real, proporcionada por miembros del equipo de traumatología del Hospital Gregorio Marañón de Madrid. Esta imagen es procesada y resulta en una rótula objeto que se malla para poder realizar el posterior análisis dentro del programa. Se emplean distintos materiales para distintas zonas acorde a la anisotropía del hueso capturada por la escala de densidades del TAC, a partir de imágenes procesadas mediante el programa Mimics.

Se determinan las superficies rotulianas sobre las que actúan las distintas fuerzas y se aplican las diferentes condiciones de contorno: fuerza del cuádriceps, ligamento femoropatelar, retináculo lateral y tendón rotuliano. Posteriormente se exploran las distintas posibilidades de modelización según la combinación de fuerzas y restricciones, que resultan en modelos estáticamente determinados que facilitan la solución numérica del problema.

En el post-proceso se realiza el análisis tensional de la rótula y se cotejara con valores reales disponibles en la bibliografía o en ensayos clínicos. Se presta especial atención a la distribución de estas variables en la cara posterior de la rótula, lugar en que es habitual encontrar cargas considerables asociadas a algunas patologías como el dolor femoro-patelar.

During the latest years plenty of studies have demonstrated the use of finite elements in order to study and represent bone and muscular systems, individual organs and prosthesis for the different surgical specialties, all of them from a mechanical point of view.

The present work performs a study using this analysis in which both the behavior of a human ball joint and the influence of the different structures related with the knee joint will be represented by the use of the software Abaqus.

For this purpose, real ball joint TAC images provided by the traumatology group of Gregorio Marañón Hospital of Madrid are used. This images are processed and the ball joint studied is meshed so as to perform the posterior analysis by the use of Abaqus. Different materials are used to represent different parts in accordance with the bone anisotropy which was provided by the density scale of the TAC once the images were processed by the use of the program Mimics.

The ball joint surfaces experiencing different forces will be determined and several boundary conditions of will be performed. Different possibilites of modeling of the combination between forces and restrictions will be taking in account, with the object of the creation of static determined models which facilitate the numeric answer of the problem.

In the post-process, the tension values generated over the ball joint will be analyzed and compared with real values available in the bibliography or clinic cases. In addition, tension values registrated in associated ligaments will be also analyzed and compared. We will pay special attention to the distribution of forces and pressures in the posterior surface of the ball joint, which is the area of contact between the ball joint with the femur. This area is well known because of the common existence of considerable weights associated with some widespread pathologies, such as patellophemoral pain.

Agradecimientos

"Hay muchas formas de hacer las cosas pero bien solo hay una"
Antonio Arnanz Thomas.

Gracias papá.

Índice general

Resumen	VII
Agradecimientos	IX
Agradecimientos	XI
Índice general	XI
1. Introducción y objetivos	1
1.1. Evolución y genética de la rótula en el ser humano	1
1.2. Anatomía de la rótula en el ser humano	1
1.2.1. Superficie anterior	2
1.2.2. Borde medial y ligamento femoropatelar	2
1.2.3. Borde y retináculo laterales	2
1.2.4. Base y ápex. Cuádriceps y ligamento rotuliano	2
1.2.5. Superficie posterior o articular	3
1.3. Biomecánica de la rótula en el ser humano	4
1.3.1. Funciones básicas de la rótula	4
1.3.2. Mecanismo extensor de la rodilla	4
1.4. Objetivos	5
2. Estado del arte	7

1.5. Modelos biomecánicos anteriores	7
3. Desarrollo	9
3.1. Modelo realizado en Matlab	9
3.2. Modelo de elementos finitos realizado con el software Abaqus	14
3.2.1. Definición geométrica, mallado y materiales	14
3.2.2. Fuerzas del cuádriceps y del tendón rotuliano	19
3.2.3. Condiciones de contorno	22
3.2.4. Interacción femoro-patelar	23
3.2.5. Tipo de análisis	26
3.3. Resolución del análisis de elementos finitos	26
Conclusiones	33
Índice de figuras	I
Bibliografía	III

1. Introducción y objetivos

1.1. Evolución y genética de la rótula en el ser humano

La articulación de la rodilla aparece en la evolución hace aproximadamente 230 millones de años. Es considerada como la aportación osteológica más tardía en la marcha tetrapodal, ya que en el inicio la musculatura extensora insertaba directamente en la tibia. Con el aumento de la masa corporal y la actividad de las especies, la función extensora se optimizó dando lugar a la aparición de la rótula. Esta última confiere una ventaja mecánica pues es capaz de soportar altas fuerzas compresivas con mínima fricción. Con el desarrollo de la marcha bipodal la rótula tendió a especializarse aumentando así la complejidad de su función (*Dye SF, 1987*).

Respecto a la influencia genética que determina la forma de la rótula en el ser humano existen varias teorías. Todas ellas reconocen la **importancia de la carga y los estímulos mecánicos** en su formación.

Los huesos sesamoideos se caracterizan por tratarse de prominencias óseas a las que se transmiten las fuerzas provenientes de la estructura general donde quedan insertadas. La rótula es un hueso sesamoideo formado a partir del fémur (*Tecklenburg, K., et al., 2006*). En el nacimiento, la rótula es cartilaginosa y se calcificará o no en función de la actividad del individuo.

1.2. Anatomía de la rótula en el ser humano

La rótula es, dentro de los huesos sesamoideos, el más grande del cuerpo humano. Se encuentra formando parte de la articulación femoro-patelar. Esta es una compleja articulación desde el punto de vista funcional con requerimientos biomecánicos complejos. Su anatomía responde al diseño para desempeñar eficazmente sus cuatro funciones básicas (*Grabiner et al., 1994*), las cuáles se detallarán más adelante.

Tiene una forma de hueso triangular plano ligeramente ovoideo con un diámetro transversal mayor que el longitudinal y una punta redondeada inferior.

1.2.1. Superficie anterior

La superficie anterior está marcada por una serie de estrías verticales producidas por las fibras del tendón del cuádriceps, el cual no se llega a interrumpir completamente en la cara anterior de la rótula. Su forma es ligeramente convexa y clásicamente se ha dividido en tres partes. Un *tercio superior* que recibe la mayor parte de la inserción del tendón cuadricipital; un *tercio medio*, con orificios vasculares, caracterizado por estrías verticales que atraviesan toda la superficie; y un *tercio inferior*, unido al ligamento rotuliano, que soporta una mayor fuerza de tracción vertical (Toumi, H. et al., 2006).

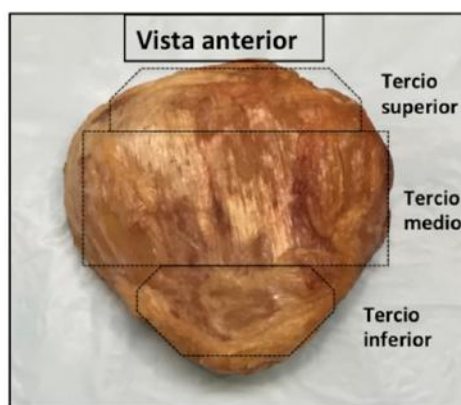


Figura 1.1. Vista anterior de la rótula

1.2.2. Borde medial y ligamento femoropatelar

En sus dos tercios superiores es rugoso y más ancho que en la zona distal donde se estrecha y oblicua hacia la línea media para formar el ápex, al igual que ocurre en el borde lateral. Por detrás de este veremos la inserción de un importante estabilizador rotuliano; el **ligamento femoro-patelar medial (LFPM)** (Fox, A.J., et al., 2012). Otras inserciones de menor importancia funcional a este nivel serán las inserciones del ligamento patelomeniscal y patelotibial.

1.2.3. Borde y retináculo laterales

Es un borde igualmente rugoso en su zona proximal, donde inserta el **retináculo lateral**, compuesto de dos capas, una superficial oblicua y una trasversa profunda, siendo esta última la que tiene una inserción directa en el borde lateral, ya que la oblicua se prolonga por la cara anterior (Fox, A.J., et al., 2012).

1.2.4. Base y ápex. Cuádriceps y ligamento rotuliano

El margen proximal de la rótula forma un triángulo con su ápex en dirección posterior. La superficie es irregular y recibe la inserción del tendón del cuádriceps con el recto anterior,

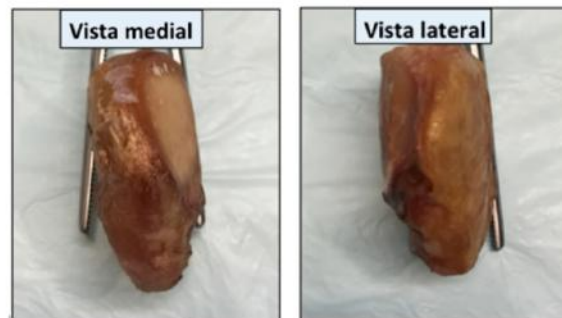


Figura 1.2. Vistas medial y lateral de la rótula

los vastos medial y lateral en la zona central y el vasto intermedio en la zona posterior[40].

El polo distal de la rótula tiene forma redondeada y recibe la inserción del ligamento rotuliano (*Flandry et al., 2011*).

1.2.5. Superficie posterior o articular

La cara posterior de la rótula es la que tiene una mayor especialización funcional poseyendo el cartílago más grueso de la anatomía humana. La faceta posterior o articular está cubierta por una capa de cartílago hialino altamente especializada que representa el cartílago articular de mayor grosor del cuerpo humano (pudiendo alcanzar los 6,5 mm de espesor). Este cartílago reproduce la forma de la cara anterior del fémur y aporta una superficie lubricada facilitando la actividad de flexo-extensión de la rodilla. Por sus características, aporta un mayor grosor en la cara articular externa así como en la zona de la cresta (*Staubli, H.U., et al, 1999*). La morfología relativa de estas facetas de la rótula así como su tamaño y orientación, varía entre individuos, tanto es así que esta variante se ha definido como la huella digital de la rodilla (*Fox, A.J., et al., 2012*).

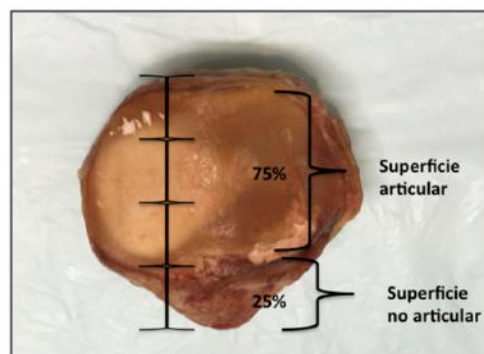


Figura 1.3. Vista posterior de la rótula. Diferenciamos la parte articular cubierta por una capa de cartílago hialino

1.3. Biomecánica de la rótula en el ser humano

1.3.1. Funciones básicas de la rótula

La función principal de la rótula es optimizar la eficacia del cuádriceps aumentando su brazo de palanca. Este mecanismo es conocido como *efecto palanca*. Se distinguen 3 tipos de este último en función de la localización del fulcro (punto de apoyo), la fuerza y la resistencia. Los tres tipos los encontramos en distintas localizaciones del aparato locomotor humano. En el modelo conocido como **tipo III**, la resistencia y el fulcro se encuentran situados a ambos lados de la fuerza. Este mecanismo es el que encontramos en el caso del bíceps braquial o de la rótula (Kaufer, H, 1991).

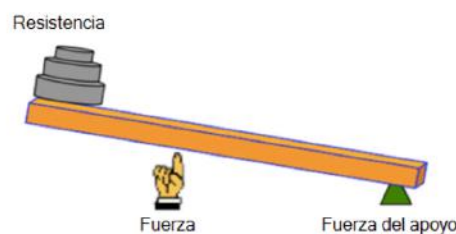


Figura 1.4. Efecto palanca tipo III

A diferencia de un modelo de leva simple donde el fulcro es un punto fijo, en el mecanismo extensor de la rodilla el contacto femoro-patelar se desplaza con la flexión de la misma. Esto va a cambiar la magnitud de la fuerza que experimenta la rótula. Este fenómeno se acentúa a medida que aumenta el grado de flexión de la rodilla (Kaufer, H, 1991).

Otras funciones de la rótula son la de centralizar las fuerzas divergentes del aparato extensor y transmitirla al tendón rotuliano. Esto es posible gracias a que el cartilago hialino de la rótula es un tejido adaptado para soportar altas cargas de compresión. Además, la rótula sirve de protección a la articulación de la rodilla actuando como un escudo óseo; y al tendón cuadricipital, evitando su contacto con el fémur (Grabiner et al., 1994).

1.3.2. Mecanismo extensor de la rodilla

El cuádriceps genera la fuerza necesaria para que se produzca el mecanismo de extensión de la rodilla. La tracción del cuádriceps se efectúa por medio de cuatro vientres musculares. Los estudios más actuales, que consisten en modelos computacionales de la rodilla similares a este trabajo, han representado el aparato extensor como tres vectores de fuerza agrupados; uno que agrupa la función del recto anterior (RA) y vasto crural (VC), otro el vasto medial (VM) y el tercero el lateral (VL) (Mesfar et al., 2005).

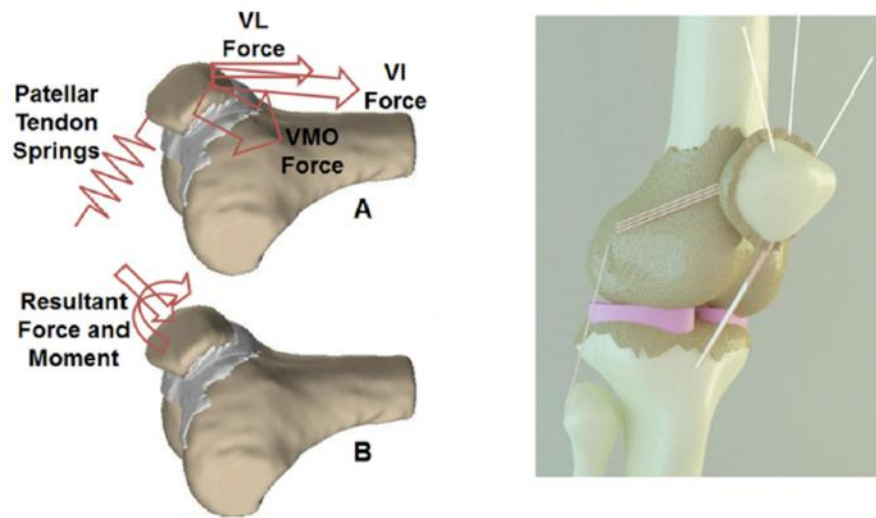


Figura 1.5: Vectores que representan la tracción del cuádriceps (*Mesfar et al., 2005*)

1.4. Objetivos

El objetivo del trabajo consiste en simular la anatomía rotuliana así como las distintas estructuras que interactúan con ella mediante un análisis de elementos finitos en un ejercicio de sentadilla. Para ello se estudiará qué elementos de los definidos en el software Abaqus representan más fielmente el comportamiento de las distintas estructuras de retención, fuerzas e influencia del fémur sobre la rótula. Tras realizar el análisis, se estudian los resultados obtenidos del post-proceso observando correlación con el comportamiento real de la rótula, obtenido de la literatura consultada y los modelos anteriores.

2. Estado del arte

2.1. Modelos biomecánicos anteriores

Uno de los primeros modelos de elementos finitos de la rodilla fue realizado por Chang et al. en 1972. Se investigó el contacto entre el fémur y la tibia en ausencia de tejidos blandos. Para ello se generó un modelo a partir de radiografías (2D) de sujetos voluntarios y utilizaron el software Nastran para realizar un Análisis de Elementos Finitos (AEF) para determinar una relación de fuerza-deformación. En 1984, Brown et al. estudiaron un modelo simplificado de rodilla artrósica, introduciendo en el hueso subcondral una placa de metal que simulaba el aumento de rigidez del hueso para representar la esclerosis y posteriormente, estudiar la tensión localizada con este cambio. Utilizaron para validar su método una comparación con el método analítico antes descrito (*Burro Arnal J., 2016*).

En 1990 Huber-Betzer et al. utilizaron Abaqus para crear un modelo que incluía una representación tridimensional del hueso y del cartílago y estudiaron la tensión generada en la zona de contacto entre el fémur y la rótula en función de la geometría articular de la rodilla. Para ello cambiaron el radio de curvatura de la tibia así como las propiedades materiales, y vieron como estos cambios hacían variar la tensión focal experimentada (*Huber-Betzer H. et al., 1990*). Este trabajo pone de manifiesto la importancia de la precisión a la hora de representar con exactitud tanto la anatomía como las características materiales de los objetos en la realización de un AEF.

Cinco años más tarde, en 1995 Heergard et al. llevaron a cabo el primer modelo de la articulación femoro-patelar utilizando imágenes TAC para crear la geometría de la rótula. Su objetivo era estudiar la tensión generada en la articulación durante la flexión pasiva (*Burro Arnal J., 2016*). Este trabajo es el primero en representar de una manera fiable la geometría tridimensional de una parte de la rodilla.

Bendjaballah et al. publicaron entre 1995 y 1997 tres trabajos en los que estudiaban la biomecánica de la actividad entre la tibia y el fémur. Utilizaron en todos ellos un modelo de elementos finitos en el que creaban las mallas 3D a partir de imágenes de TAC de una pierna de amputación quirúrgica (*Bendjaballah MZ. et al., 1997*). Obtuvieron conclusiones similares a las encontradas previamente en la clínica y otros trabajos experimentales, por

lo que validaron el método utilizado.

En el año 2002, Donahue et al. se centraron también en medir las presiones femoro-tibiales. Su objetivo era estudiar si el cambio en las propiedades materiales que se otorgan a los modelos, más concretamente a los meniscos, tenían influencia sobre los resultados de presión. En este momento no existían programas específicos para la asignación automática de propiedades materiales por lo que probaron distintas combinaciones. En todas ellas trataban los huesos y cartílagos como elementos rígidos homogéneos. Utilizaron Abaqus para resolver el AEF y concluyeron que la elección de unas propiedades materiales u otras (módulo de elasticidad, densidad y resistencia) repercutían notablemente en los valores numéricos de los resultados.

En el año 2005 y basándose en el mismo modelo utilizado por Bendjaballah et al. en 1995, Mesfar et al. crearon unos modelos de rodilla para estudiar su biomecánica bajo la actuación de distintos momentos o fuerzas del cuádriceps. Los vectores resultantes de la acción de los músculos del cuádriceps se agruparon por primera vez en tres vectores (RA+VF, VM y VL), con las relaciones de fuerza 3-2-2,5 basados en su área de sección fisiológica (Mesfar et al., 2005).

En ese mismo año se realizó por Besier et al. un modelo que supondría un gran avance en los AEF a nivel de rodilla. Obtuvieron de un voluntario sano una RMN que fue segmentada utilizando el programa Matlab obteniendo una nube de puntos tridimensional del fémur, la tibia y la rótula. Crearon manualmente la inserción del cuádriceps y el rotuliano y aplicaron las condiciones de contorno y fuerzas obtenidas de ese mismo sujeto mediante un análisis de motricidad en vídeo. A partir de este último realizaron una estimación de la magnitud y dirección de los vectores que definen la fuerza del cuádriceps y tensión rotuliana (Besier et al., 2005).

En 2008 Shirazi et al. realizaron un AEF de la rodilla para estudiar la importancia de las propiedades materiales. Es un estudio similar al llevado a cabo en 2003 por Donahue et al., sin embargo esta vez se centran en las propiedades materiales del cartílago. Reutilizan el modelo propuesto por Bendjaballah et al. en 1995, pero lo modifican haciendo un refinamiento de las propiedades materiales del cartílago y de los meniscos, otorgándoles unas más precisas en función de la distribución anatómica de las fibras (Shirazi R. et al., 2008).

En 2011 Farrokhi et al. se centraron en estudiar la tensión y la presión que se creaban en la región femoro-patelar comparando 10 individuos que sufrían dolor femoropatelar a 15 y 45 grados de flexión. Realizaron un análisis cuasiestático sobre un ejercicio de sentadilla, creando la geometría articular a partir de imágenes de RMN. Obtuvieron resultados que mostraban unos valores de presión y tensión mayores a 45 grados de flexión. Además, compararon a los 10 individuos estudiados con sujetos control y observaron una presión de contacto mayor en las personas que padecen dolor femoropatelar que en los sujetos control (Farrokhi et al., 2011).

3. Desarrollo

En este capítulo se describe el desarrollo de un modelo de elementos finitos de la rótula y su análisis tensional en un ejercicio de sentadilla, para lo cual es necesario representar cada una de las estructuras de retención que interactúan con la rótula en la articulación de la rodilla.

Para ello se comenzó realizando un programa en Matlab que proporcionaba valores de las fuerzas que actúan en la rótula y posteriormente se realizaron dos análisis por el método de elementos finitos mediante el software Abaqus entre los cuales variaba la modelización de la interacción entre la rótula y el fémur. Tuvimos que probar a utilizar varias herramientas para simular dicha interacción pues pudimos obtener un TAC de una rótula humana, pero no poseíamos el fémur que apoya sobre la cara posterior de esta.

3.1. Modelo realizado en Matlab

En este modelo se tuvieron en cuenta las medidas antropométricas de un sujeto varón de mediana edad desde la pelvis a los pies, la posición relativa de cada segmento articular y la masa del sujeto. Este modelo nos permitirá estimar la fuerza ejercida por el tendón rotuliano y los músculos del cuádriceps así como la fuerza de compresión que el fémur ejerce sobre la rodilla, en función de dos ángulos de entrada: ángulos de flexión que el fémur y la tibia forman con la vertical en un ejercicio de sentadilla.

Para ello analizamos un modelo muy simplificado que asume segmentos rígidos articulados que representan los huesos de la cadera, fémur, tibia y pie sobre los que actúan los distintos músculos (gemelo, bíceps femoral y cuádriceps), como muestra la Figura 3.1.

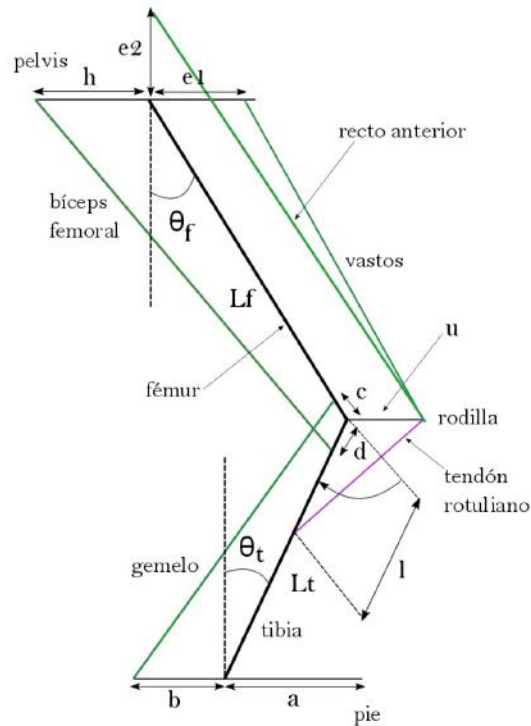


Figura 3.1. Modelo realizado en Matlab.

El sistema global consta de varios subsistemas; uno para el fémur, uno para el conjunto de la tibia y el peroné, uno para el pie, uno para la rodilla y otro para la rótula. Aplicando los principios de la estática, se obtuvieron en cada uno de ellos una serie de variables intermedias y de ángulos entre acciones musculares y segmentos.

Para poder resolver el modelo se buscaron en la bibliografía los valores numéricos de las distancias entre segmentos e inserciones necesarias para la resolución de las ecuaciones, los cuales se recopilan en la Figura 3.2.

Por su parte, los subsistemas quedan representados en las Figuras 3.3, 3.4 y 3.5.

Nombre de la variable	Significado	Valor
M	Masa total de la persona	70 kg
mf	Masa del fémur	7,7 kg
mt	Masa del conjunto tibia-peroné	1,1 kg
Lf	Longitud del fémur	0,53 cm
Lt	Longitud de la tibia	0,41 cm
a	Distancia del apoyo pie-tobillo	0,103 cm
b	Distancia del tobillo al tendón de aquiles	0,068 cm
c	Distancia en el fémur de la inserción del gemelo	0,066 cm
d	Distancia en la tibia de la inserción del bíceps femoral	0,055 cm
e_h	Distancia en la pelvis de la inserción de los vastos (segmento horizontal)	0 cm
e_v	Distancia en la pelvis de la inserción del recto femoral (segmento vertical)	0,08 cm
u	Distancia de la rótula al fémur	0,065 cm
h	Distancia en la pelvis de la inserción del bíceps femoral	0,043 cm
l	Distancia desde la rodilla a la inserción del ligamento rotuliano	0,069 cm
bet	Proporción de fuerza del cuádriceps que toma el recto femoral	Valores entre 0 (toda la fuerza se dirige a los vastos) y 1 (toda la fuerza se dirige al recto)
g	Gravedad	9,81 m/s ²
thetatMin	Ángulo mínimo inicial de la tibia con la horizontal	0 grados
thetatMax	Ángulo máximo inicial de la tibia con la horizontal	35 grados
thetatNum	Número de valores de muestreo en <i>thetat</i>	8
thetafMin	Ángulo mínimo inicial del fémur con la horizontal	0 grados
thetafMax	Ángulo máximo inicial del fémur con la horizontal	70 grados
thetafNum	Número de valores de muestreo en <i>thetaf</i>	8

Figura 3.2. Valores numéricos de los parámetros del modelo.

Al parámetro *bet* se le otorgó el valor *cero* pues era más realista considerar que todo el movimiento se dirige a los vastos. Además, determinamos que los vastos insertan directamente en el fémur igualando a *cero* el parámetro *e1*.

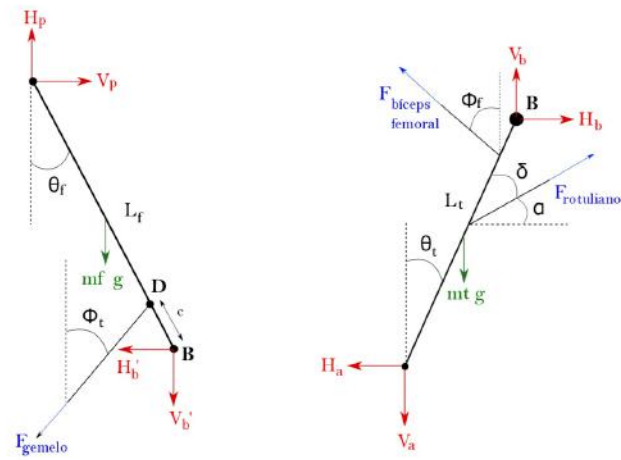


Figura 3.3. Subsistemas del fémur y de la tibia.

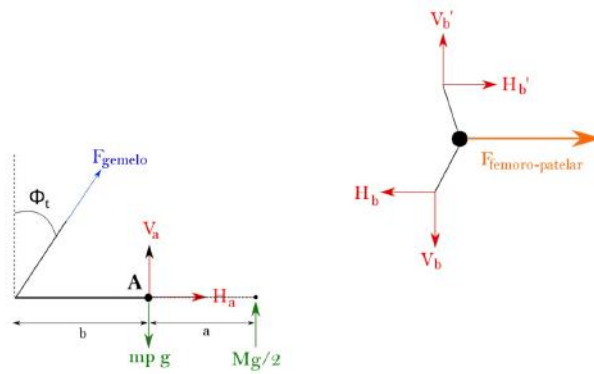


Figura 3.4. Subsistemas del pie y de la rodilla.

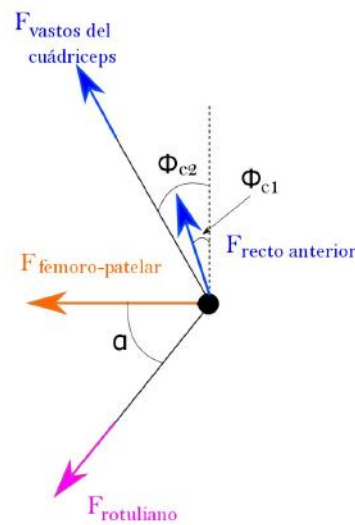


Figura 3.5. Subsistema de la rótula.

Las fuerzas dibujadas en la Figura 3.5, correspondientes a las obtenidas a partir del subistema de la rótula serán las de mayor interés pues serán introducidas en el modelo de Abaqus como veremos a continuación.

En la Figura 3.6 se muestran las magnitudes de las fuerzas calculadas para cada valor de los dos ángulos de entrada. Además se obtienen los valores de las reacciones generadas en los puntos dónde se calcula el sumatorio de momentos en cada subsistema, así como los ángulos secundarios.

Nombre de la variable	Significado
Fg	Fuerza ejercida por el gemelo
Fb	Fuerza ejercida por el bíceps femoral
Fr	Fuerza ejercida por el tendón rotuliano
Frho	Fuerza femoro-patelar
Fc1	Fuerza ejercida recto anterior del cuádriceps
Fc2	Fuerza ejercida por los vastos del cuádriceps

Figura 3.6. Magnitudes de las fuerzas calculadas para cada valor de los ángulos de entrada.

Como muestra del tipo de resultados que pueden obtenerse a partir de este modelo se adjunta la Figura 3.7.

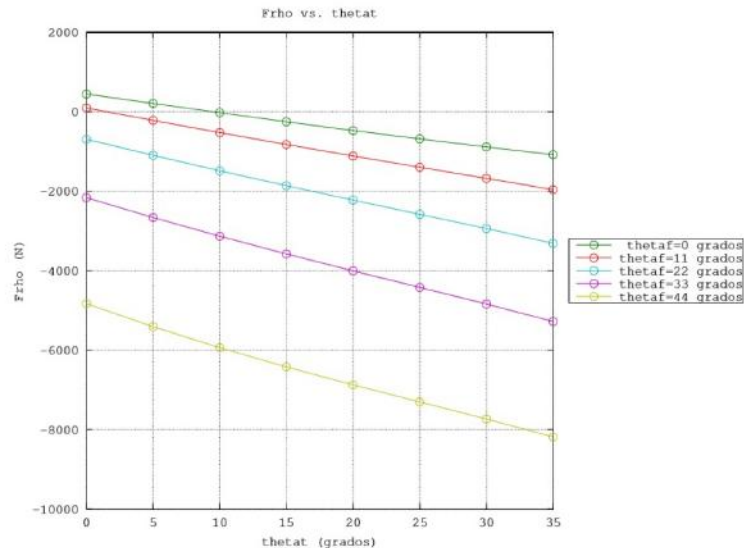


Figura 3.7. Valores de la carga femoro-patelar en función de los ángulos de entrada.

Consideramos los valores obtenidos mediante este modelo matemático una buena aproximación a los valores reales, pues fueron contrastados con la bibliografía y con los obtenidos tras el análisis de elementos finitos que se detallará a continuación.

3.2. Modelo de elementos finitos realizado con el software Abaqus

Antes de describir cómo se procedió a representar en Abaqus las diferentes estructuras es necesario explicar brevemente la obtención de la rótula sobre la que se realizará el análisis y los tratamientos y procesos que se efectuaron sobre ella hasta obtener un objeto óptimo sobre el que realizar el estudio. Esta fase previa al análisis del objeto digitalizado fue posible gracias a la colaboración de miembros del equipo de traumatología del Hospital Gregorio Marañón de Madrid.

3.2.1. Definición geométrica, mallado y materiales

Obtención y selección del espécimen

Durante tres meses se coleccionaron y disecaron todas las rótulas de rodillas de cadáver utilizadas en cursos de formación. Estas rodillas se caracterizan por no tener patología conocida, no haberse realizado intervenciones previas en las mismas, y ser desconocidos los datos demográficos de los sujetos donantes a excepción de la ausencia de enfermedades infecto-contagiosas.

Para este trabajo se escogió una rodilla derecha sobre la que se realizó una cuidadosa disección de las partes blandas, conservando el cartílago articular hasta evidenciar la inserción del tendón cuadricipital, el ligamento rotuliano y estructuras de sostén mediales (ligamento femoro-patelar) y laterales (retináculo lateral) como se muestra en la Figura 3.8. Estas áreas de inserción se representarán posteriormente en la etapa de aplicación de fuerzas y estructuras de restricción en el análisis de elementos finitos.

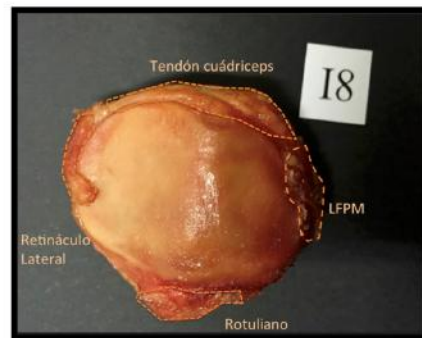


Figura 3.7. Disección de la rótula de estudio.

Realización del protocolo de Tomografía Computarizada (TC)

El objetivo era seleccionar un protocolo que ofreciera un menor tamaño de voxel con una mejor atenuación, ya que cada uno de ellos van a representar a uno de los tetraedros que constituirán la rótula en el análisis por elementos finitos. Es por ello que se seleccionó un protocolo que aportó un tamaño de vóxel de 244x244 micras, con un mejor coeficiente de atenuación que reduce el ruido notablemente.

Post-procesado de la imagen mediante el programa MimicsResarch 17.0®

Una vez obtenida la imagen TC de la rótula, comienza la fase de pre-procesado del análisis de elementos finitos. El resultado de este proceso será la obtención de un objeto matemático a partir del espécimen anatómico. En este caso la segmentación constituye un proceso relativamente sencillo por tratarse de una estructura ya individualizada durante su disección anatómica. Por lo que este paso se limita a la umbralización automática sin requerir una posterior fase manual de separación del objeto de interés de las estructuras adyacentes.

A partir del protocolo TAC se obtuvo un archivo formato DICOM así como un marcador de densidad. Este archivo se importó a MimicsResarch 17.0® para su segmentación e idealización.

Discretización y obtención de un mallado superficial homogéneo

A partir de la estructura de interés, se desea crear un objeto matemático preliminar (compuesto de formas geométricas), es decir, una malla superficial formada por distintos

elementos sobre los cuales trabajaremos posteriormente para dotarles de la máxima calidad. En nuestro trabajo utilizamos una calidad de malla muy alta (selección en el programa de la opción óptima), sin aplicar en esta primera fase ninguna herramienta de suavizado de la misma ni de reducción del número de elementos para poder hacerlo en la fase posterior de manera controlada. Elegimos un tipo de elemento triangular y un método de matriz basado en el vóxel. Se obtiene una malla superficial formada por un gran número de elementos triangulares (entre 50000 y 80000 elementos) de calidades mezcladas. Este primer mallado se exporta a 3-matic Research 9.0 ® para su correcta discretización y análisis de calidad.

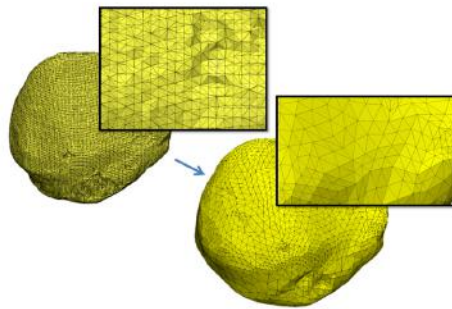


Figura 3.9. Creación de la malla primitiva superficial.

Mallado volumétrico

El objetivo de esta fase es disminuir el número de elementos y aumentar su calidad con el fin de conseguir una mayor precisión y optimizar la malla primitiva para el posterior análisis por elementos finitos. Dotaremos de volumen a la malla creada en la fase anterior, convirtiendo los elementos triangulares en estructuras tetraédricas que experimentarán las fuerzas, desplazamientos y tensiones en las siguientes fases. El análisis de calidad de la malla se realizará en base a variables como el ratio de aspecto, la relación de longitud de base y altura, y el mínimo ángulo en el elemento.

En esta fase se ensayaron múltiples secuencias de las distintas herramientas disponibles en 3-matic para mejorar la calidad de los elementos. Finalmente la secuencia de herramientas que nos proporcionó un mejor resultado fue: ***Suavizado - Envuelto - Reducción del número de elementos manteniendo la calidad prescrita.***

El ***Suavizado*** es un método de contorneado activo que utiliza el algoritmo *Laplacian* en el cual definimos el factor de suavizado (0.7 en nuestro caso) y un número de interacciones (3 en nuestro caso). El ***Envuelto*** es una técnica de micro-deformación que permite eliminar micro-formas que podrían alterar nuestro AEF, como pueden ser pequeños orificios y puntas (*spikes*). (Se utilizó un detalle mínimo de 0.34 mm y un orificio mínimo de cierre de 0.40 mm). La ***Reducción con mantenimiento de calidad*** es una herramienta de remallado en la que establecimos un método de medición de calidad de los elementos ratio altura-base. Se estableció un error máximo geométrico de 0,3 mm y una longitud de lado de elemento máxima de 2 mm.

Con la aplicación 3-matic y a partir de los elementos superficiales de óptima calidad

ya creados, se procede a rellenar el volumen aún vacío con elementos tetraédricos sobre los cuales podremos incorporar posteriormente las condiciones materiales para que la representación computacional de la rótula sea fiel a la realidad. De nuevo se probaron distintos protocolos para la creación de la malla volumétrica hasta que se decidió utilizar el método **Refinamiento** con control máximo de bordes del elemento reducido a 2 mm, ratio de aspecto de 0,4 y unos valores umbrales de calidad de valor 25, tal y como se recomienda en el manual especializado del software 3-Matic Research 9.0®. Después de la creación de la malla volumétrica, se llevó a cabo una comprobación de calidad de la misma y se obtuvo una malla final compuesta por una media de 62700 elementos y 12550 nodos, y una desviación típica de 861 nodos.

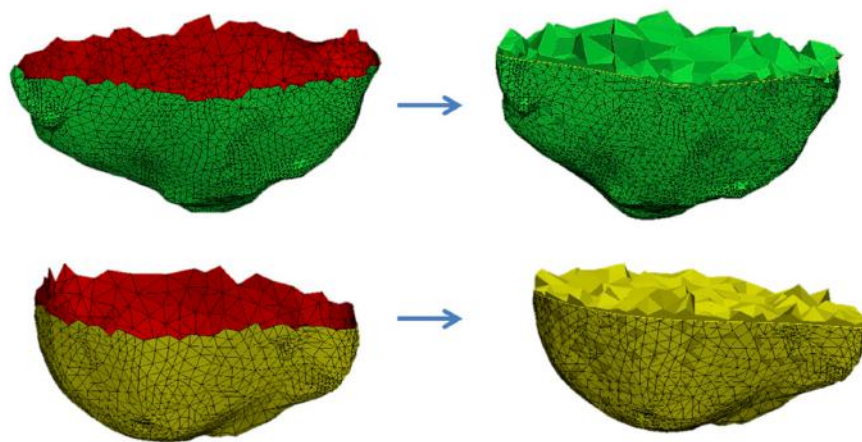


Figura 3.10. Creación de la malla volumétrica con calidad óptima.

Selección de superficies de actuación de fuerzas y condiciones de contorno

Sobre la malla se pretende definir agrupaciones de nodos que pertenecen a una misma instancia, localizando y estableciendo así las superficies de interés. Sobre estas se aplicarán posteriormente las estructuras de retención: ligamento rotuliano, ligamento femoro-patelar medial y retináculo lateral así como la fuerza de tracción del cuádriceps. Además quedará definida la cara articular de contacto que la rótula tiene con el fémur en el ejercicio de sentadilla a 30, 60 y 90 grados de flexión. Estas superficies pueden observarse en la figura 3.11.

Asignación de propiedades materiales mediante mapa topográfico

Para representar el hueso como un conglomerado de estructuras formadas por materiales elásticos isotrópicos de una manera topográfica debemos otorgar a cada material una densidad, un módulo de elasticidad y un coeficiente de Poisson determinados. Además, repartir estos materiales en nuestra estructura de manera precisa.

El programa relaciona las Unidades Hounsfield (HU) de cada vóxel con el elemento que

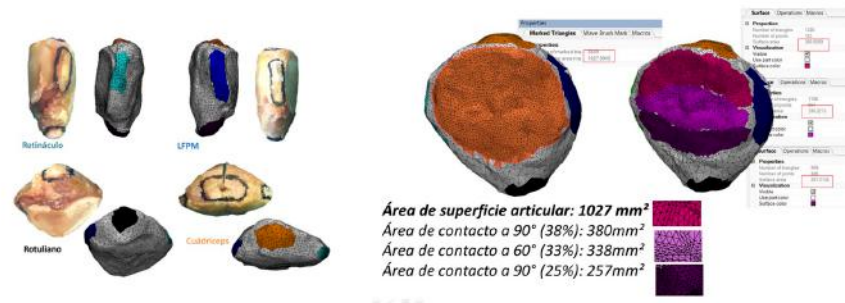


Figura 3.11. Selección de superficies de actuación de fuerzas y condiciones de contorno.

se ha creado en ese vóxel concreto, es decir, se va a otorgar a cada tetraedro las HU en sus coordenadas x , y , z concretas. Se representan veinte materiales distintos repartidos entre los tetraedros que forman la rótula. El módulo elástico se obtiene a partir de la densidad, y para asignar un coeficiente de Poisson a nuestros 20 materiales se tiene en cuenta que el hueso tiene un coeficiente de Poisson de 0,3 mientras que el del cartílago está entre 0,4 y 0,5.

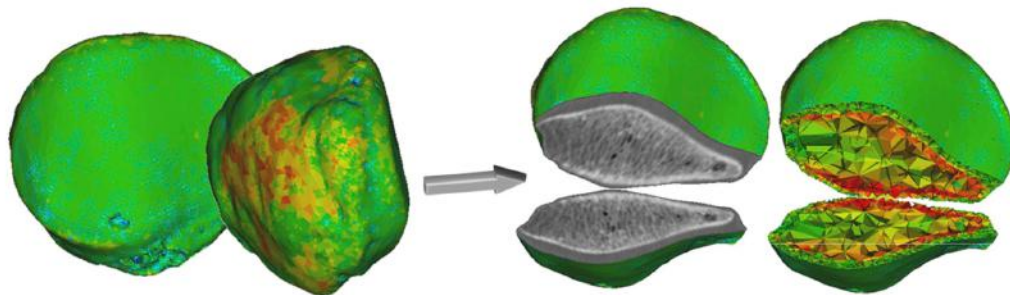


Figura 3.12. Asignación de propiedades materiales a partir de las Unidades Hounsfield (HU) de cada voxel.

Importación del modelo en el programa Abaqus para la realización del análisis por elementos finitos

En la fase anterior se obtuvo la transformación de un objeto anatómico real en un agregado de elementos tetraédricos finitos con unas propiedades materiales concretas. Además, se encuentran definidas cada una de las superficies sobre las que actuarán las distintas fuerzas y condiciones de contorno.

El modelo de rótula se exportó desde MimicsResearchEdition 17.0® en el formato compatible con Abaqus, un archivo Inp. Además, se registraron tres tarjetas que incluyen dos puntos en el espacio con sus coordenadas x , y , z para los vectores que representarán el

cuádriceps, y las coordenadas que definen los puntos del espacio para la inserción en el tibia del ligamento rotuliano y la inserción en la rótula de las estructuras laterales. En el archivo *Inp.* se incluye, además de la distribución en el espacio de los elementos tetraédricos que forman la malla, la distribución de los veinte materiales en cada uno de esos elementos. Además el archivo lleva incluido que nodos de los elementos corresponden a cada una de las superficies de interés; superficies dónde insertan el tendón rotuliano, y los ligamentos laterales LPFM y retináculo; y la superficie de contacto con el fémur en un ejercicio de sentadilla a 30, 60 y 90 grados de flexión.

En esta fase surgió un imprevisto con las unidades, pues el programa MimicsResearchEdition 17.0® trabaja en unidades utilizadas comúnmente en biomecánica, *milímetros, gramos, megapascals (N/mm)*, mientras que Abaqus trabaja en unidades del sistema internacional, *metros, kilogramos, pascals (N/m)*. En cuanto a las propiedades materiales, el problema fue resuelto escalando la densidad la cual pasaba a aparecer en *kg/m*, y el módulo E que se definía en pascals. En el caso de los vectores del cuádriceps y las estructuras de retención, se vio necesario actuar directamente modificando el archivo *.Inp* antes de ser importado a Abaqus. Se programó un *script* el cual escalaba las coordenadas hasta que quedaban definidas en las unidades buscadas.

El archivo *Inp.* se encuentra listo para ser importado en el software de AEF Abaqus para realizar la fase de análisis. En los softwares de AEF como Abaqus, la sistemática de trabajo comienza con la creación de la estructura a analizar y su mallado correspondiente, ya que contiene módulos con múltiples formas geométricas así como piezas comunes prediseñadas. En nuestro caso la malla ya ha sido creada con los elementos adecuados por lo que nos limitamos a comprobar que la importación de esta última ha sido correcta, los parámetros están adecuadamente escalados y las superficies definidas han sido importadas correctamente.

3.2.2. Fuerzas del cuádriceps y del tendón rotuliano

Para representar el **tendón rotuliano** utilizamos un elemento *Spring*, tal y como se ha realizado en trabajos previos, cuyos extremos son el nodo correspondiente de la superficie de inserción del rotuliano en la rótula; y el punto fijo de referencia que simula la inserción de este en la tibia, el cual hemos nombrado *Rotuliano-tibia*. A este muelle le aplicamos un rigidez obtenida de estudios experimentales que encontramos en la literatura de 2000 N/mm, de nuevo ajustándola a unidades internacionales. Tras el modelo de elementos finitos se comparará la fuerza del muelle proporcional a esta rigidez con la obtenida en el modelo de Matlab para los diferentes ángulos de flexión en el ejercicio de sentadilla. Ambos valores se asemejan significativamente, lo que da validez a los resultados obtenidos con el modelo matemático.

Para evitar que toda la acción del tendón se concentre en un único punto, se hizo una distribución del efecto del muelle por toda el área de inserción, utilizando para ello un elemento de constricción de tipo *Coupling* con una distribución continua en el área.

La representación de las **fuerzas del cuádriceps** requiere la introducción de las coordenadas escaladas, además de repartir la magnitud global de la fuerza entre los tres vectores que definen el cuádriceps según la proporción con la que contribuyen (RA: VL: VM 3: 2: 2,5.) (*Mesfar et al., 2005*). Tanto la dirección de cada uno de los vectores como la magnitud global que luego dividiremos entre ellos, las obtuvimos con modelo de Matlab. Además las

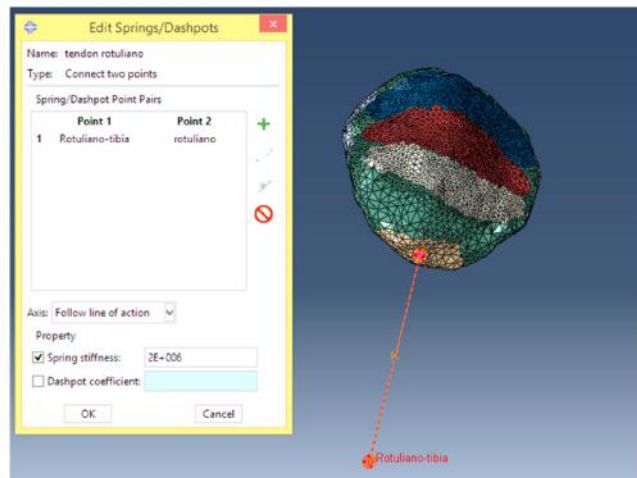


Figura 3.13. Representación del tendón rotuliano utilizando un elemento de tipo *Spring*.

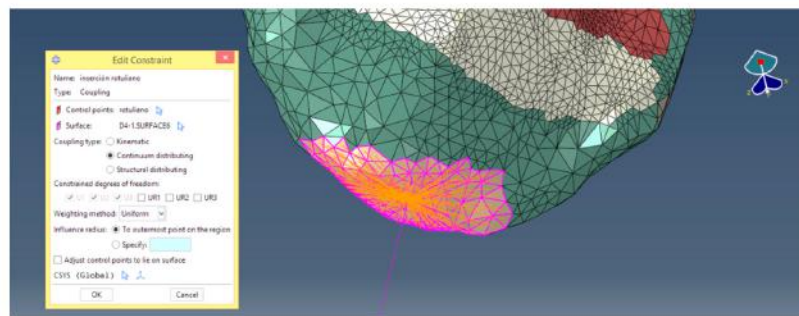


Figura 3.14. Distribución del efecto muelle en el área de inserción del rotuliano por medio de un elemento de tipo *Coupling*.

direcciones se contrastaron con las obtenidas mediante un TAC de rodilla de un voluntario sano de características antropométricas conocidas. Los resultados tras la comparación fueron satisfactorios.

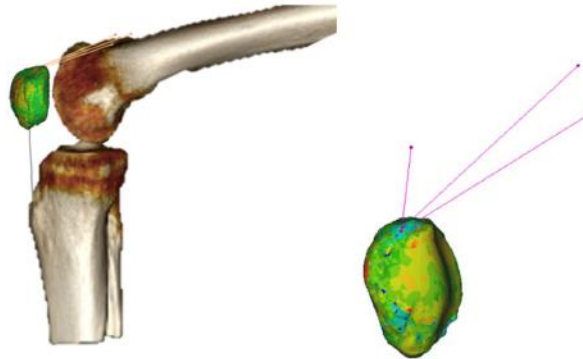


Figura 3.15. Representación de los tres vectores del cuádriceps.

Los valores de los módulos de la fuerza resultante (*Total*) así como los que resultan de repartir proporcionalmente la fuerza entre el conjunto del recto anterior y el vasto croral (*RA*), el vasto medial (*VM*) y el vasto lateral (*VL*); para los distintos grados de flexión en los que se realiza el ejercicio de sentadilla se muestran en la tabla de la Figura 3.16.

Ángulo de flexión	Total	RA	VM	VL
30 grados	740 N	296 N	197 N	246 N
60 grados	2676 N	1070 N	713 N	891 N
90 grados	2700 N	1080 N	720 N	900 N

Figura 3.16. Valores de los módulos de las fuerzas del cuádriceps.

En Abaqus seleccionaremos la superficie sobre la que van a actuar estos vectores, *superficie de inserción del cuádriceps*, y utilizaremos la opción *tracción de superficie*. En esta opción el programa exige introducir la magnitud de la fuerza como N/m. En la Figura 3.17 se muestra el cuadro de texto en el cual introducimos el valor de la magnitud ajustado. Este cuadro de texto es el correspondiente al vector RA en una sentadilla a 90 grados de flexión, el área de la superficie en la que inserta el cuádriceps en la rótula es de 274mm, o lo que es lo mismo 0,000274m; por lo tanto la magnitud que debemos introducir será 1080N/0,000274m, es decir, 3930000N/m.

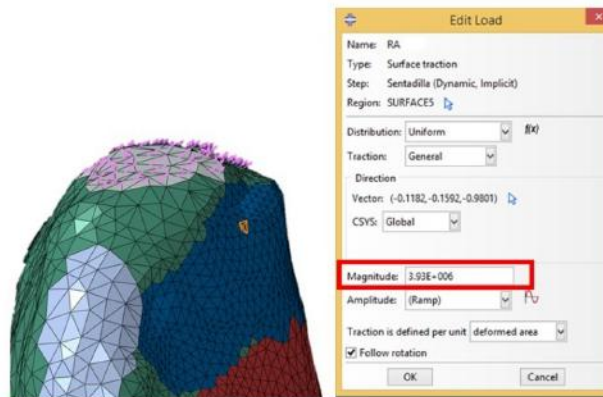


Figura 3.17. Representación de uno de los vectores del cuádriceps sobre la superficie de inserción.

Este proceso se repite en el modelo de la rótula tres veces, una para cada vector.

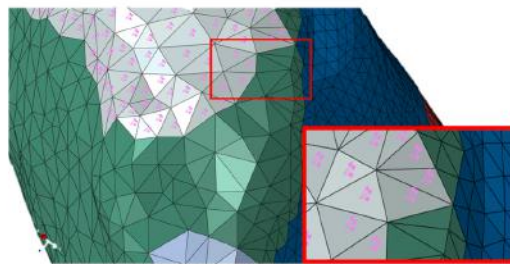


Figura 3.18. Representación de los tres vectores del cuádriceps.

A continuación debemos aplicar a nuestro objeto de estudio las condiciones de contorno que representarán las estructuras de retención que actúan sobre la rótula. Para ello, comenzamos localizando tridimensionalmente en el espacio los puntos que corresponden a las inserciones tibial y femorales de nuestros tres ligamentos de restricción de interés. Esto se realizó mediante el TAC de rodilla del individuo voluntario.

3.2.3. Condiciones de contorno

Para representar el **ligamento femoro-patelar medial, LPFM**, se definió una restricción de distancia constante entre el punto de referencia fijo que simula la inserción del LPFM en el fémur, al que se llamó *LPFM-fémur*, y los nodos de la superficie de inserción del LPFM en la rótula. Del mismo procedimos para representar el **retináculo lateral**. El punto de referencia fijo que simula la inserción de este ligamento en el fémur recibe el nombre de *Retináculo-fémur*.

Del mismo modo que en la representación del tendón rotuliano, en las condiciones de contorno también se utilizó el elemento *Coupling* para que la restricción de distancia

constate se realizase sobre todos los nodos que conforman las superficies de inserción de los ligamentos en la rótula.

Los ligamentos laterales de restricción pueden verse representados como condiciones de contorno en la Figura 3.19.

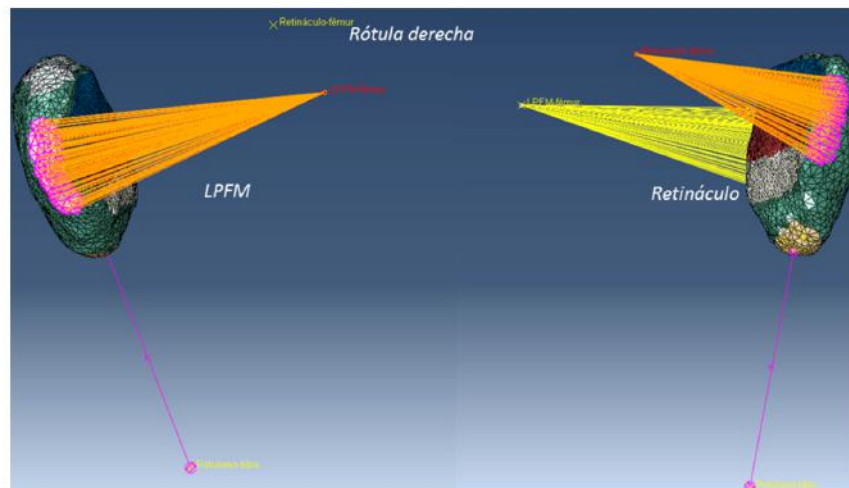


Figura 3.19. Representación de los ligamentos de restricción laterales por medio de elementos tipo *Coupling*.

3.2.4. Interacción femoro-patelar

La gran limitación de nuestro modelo desde un inicio es que el objeto real del que se extrajo consistía únicamente en una rótula aislada en la que no existía la influencia del fémur. Esta última variable es la que se intentó representar de dos formas en dos modelos diferentes: por medio de **elementos conectores** en un primer modelo y mediante una **carga aplicada** sobre la superficie de contacto femoro-patelar en el segundo.

Las rótulas de ambos modelos van a ser sometidas exactamente a las mismas condiciones fisiológicas (dirección y magnitud de las fuerzas del cuádriceps, medidas de los ligamentos, representación de propiedades materiales, etc.) siendo la única variante la forma de representar la influencia del fémur sobre la rótula.

Ambas formas de representar la actividad femoro-patelar se aplicarán a tres grados de flexión distintos. Se definieron en la rótula tres superficies para ejercicios de sentadilla a 30, 60 y 90 grados de flexión.

Mediante una condición de contorno con elementos conectores

Se utilizaron **Connector Elements** de tipo **Link**. Estos conectores unen cada uno de los nodos de la superficie de contacto entre el fémur y la rótula, y un punto de referencia fijo externo a la rótula que representa el fémur.

Los elementos conectores de tipo *Link*, proporcionan una unión rígida entre dos nodos que permite mantener constante la distancia entre estos dos. Es por ello que se crearon tantos elementos conectores de este tipo como nodos forman la superficie de interés; y cada uno de ellos se unió al punto de referencia que representa el fémur.

Antes de definir los elementos conectores, fue necesario seleccionar los nodos de los elementos tetraédricos que contribuían a formar la superficie de contacto sobre la que establecer los conectores. Esta selección de nodos se realizó gracias a la programación de un código awk.

Para definir los elementos conectores que simulan la actividad femoro-patelar es necesaria una sentencia de código del tipo:

```
*Element, type=CONN3D2
1, ROTULADURA-1.46, 1
*Connector Section, elset=Wire-1-Set-1
Link,
*Nset, nset=Wire-1-Set-1
1,
*Nset, nset=Wire-1-Set-1, instance=ROTULADURA-1
46,
*Elset, elset=Wire-1-Set-1
1,
```

Escribir esta sentencia para cada uno de los nodos que definen la superficie de contacto era un trabajo tedioso por lo que se decidió automatizar la tarea mediante un código escrito también en lenguaje awk.

Los elementos que conectan cada uno de los nodos de la superficie de contacto con el punto que simula el fémur se pueden observar en la Figura 3.20.

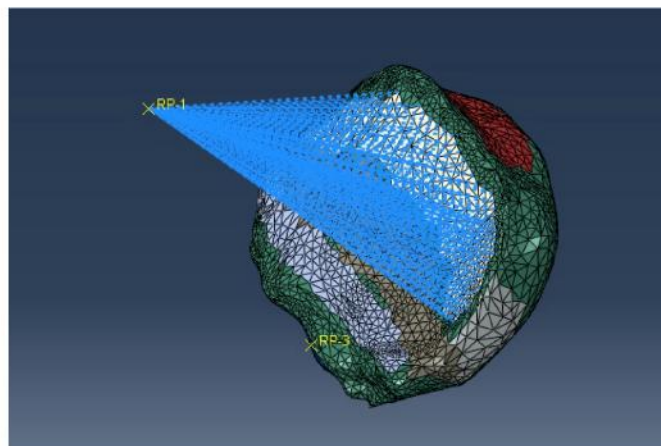


Figura 3.20. Elementos conectores de tipo *Link* representando la interacción femoro-patelar.

En muchos casos los elementos conectores realizan funciones similares a las que se realizan utilizando *General multi-point constraints*, *MPCs*. Sin embargo, decidimos elegir elementos conectores que permiten obtener la fuerza de reacción en cada uno de ellos.

Mediante una carga aplicada

La acción de los conectores es una aproximación a la interacción entre el fémur y la rótula, que es un contacto con mínima fricción. Estos elementos introducen localmente unas fuerzas que se alejan más de la realidad en cuanto a la representación del fémur. La presión representa un contacto bastante suave porque no existe apenas fricción por lo que ofrece una mayor similitud con la realidad.

Se decidió por tanto simular la actividad femoro-patelar en este segundo modelo como una **Presión** ejercida por el fémur sobre la rótula. Para ello seleccionamos el área de interés: la superficie de contacto entre la rótula y el fémur cuando se está realizando un ejercicio de sentadilla, y aplicamos sobre ella la opción de *Pressure Load* distribuida de forma uniforme por toda la superficie (distribución *Total Force*).

Para esta opción, la magnitud que hay que proporcionar debe ser la magnitud total de la fuerza aplicada a la superficie en Newtons (en lugar de fuerza por unidad de área cómo se introdujo en la representación del cuádriceps). Abaqus calcula una presión superficial uniforme constante de la magnitud de la fuerza introducida.

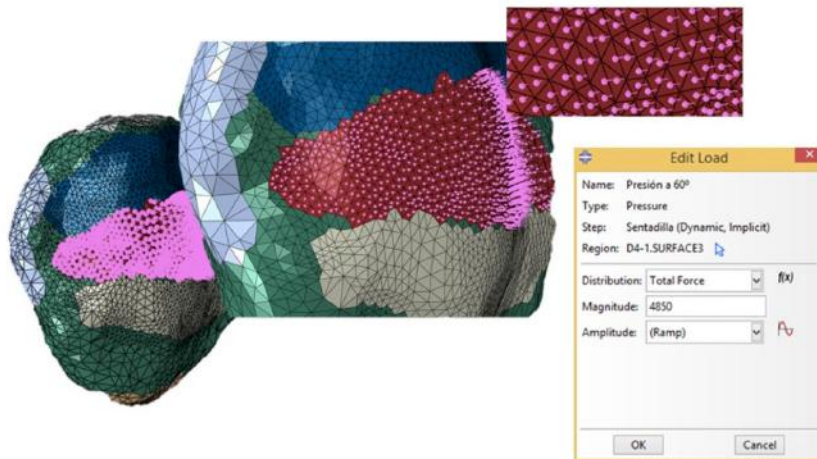


Figura 3.21. Carga aplicada sobre la superficie de contacto representando la interacción femoro-patelar.

Los valores de la fuerza que se repartirán en forma de presión los obtenemos del modelo de Matlab. Previo a utilizar estos valores en este segundo modelo, contrastamos que se asemejaban a la fuerza de reacción que se creaba en el punto de referencia que simulaba al fémur en el modelo de conectores.

En la Figura 3.22 quedan recopilados los valores numericos que obtuvimos con el modelo de Matlab.

Ángulo de flexión	Valor de la fuerza
30 grados	1138 N
60 grados	4850 N
90 grados	8513 N

Figura 3.22. Valores de las fuerzas que se repartirán en forma de presión.

3.2.5. Tipo de análisis

Solo nos quedaría especificar qué tipo de análisis se quiere llevar a cabo. Realizamos un análisis estático pues se trata de la representación de un ejercicio de sentadilla realizado a muy baja velocidad por lo que podemos considerar la inercia despreciable.

Como el material utilizado es lineal y esperamos que las deformaciones y desplazamientos sean pequeños, utilizamos un análisis lineal seleccionando la opción *OFF* en la no linealidad geométrica. Esto se verificará en los resultados obtenidos.

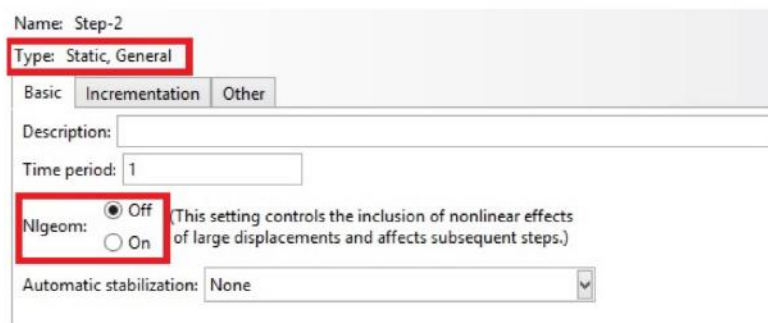


Figura 3.23. El tipo de análisis utilizado será estático y lineal.

3.3. Resolución del análisis de elementos finitos

Una vez representada la rótula y las estructuras que actúan ejerciendo una influencia sobre ella, se visualizan los resultados en la interfaz del post-proceso. En esta fase del estudio se analizarán variables de interés prestando especial atención a la forma en que son experimentadas por los mecano-receptores de la cara posterior de la rótula, más concretamente los presentes en la superficie de la rótula en la que se representa el apoyo del fémur. Esta zona tiene un gran interés de estudio pues es habitual encontrar cargas considerables asociadas a algunas patologías habituales como el dolor femoro-patelar. Además, estudiaremos las diferencias observadas en los valores de estas variables cuando el ejercicio de sentadilla se realiza a 30, 60 y 90 grados de flexión.

Las variables sobre las que se realizó la discusión en el presente trabajo fueron escogidas por ser las más comunmente estudiadas en la bibliografía consultada. Estas son las

siguientes: la tensión máxima principal absoluta, que representa la fuerza de compresión por unidad de área que se crea sobre la superficie posterior de la rótula; la tensión de Von Mises y la presión, la cual viene definida por la expresión: $\text{pressure} = 1/3 + \text{trace}(\sigma)$.

Donde es el tensor de tensiones se referencia con la letra σ .

En las referencias bibliográficas consultadas no se estudian contornos de la magnitud que reconocemos en este estudio bajo el nombre de presión. En los estudios anteriores, al contar en todos ellos con la presencia del fémur, se representan contornos y se estudian valores de la presión de contacto entre el fémur y la rótula. Es por esto que no podemos realizar una buena comparación. Sin embargo, existe cierta correlación entre ambas magnitudes; por ello y por la falta de datos exactamente comparables, podemos tomar los valores de la presión de contacto presentes en la literatura y utilizarlos como referencia de los valores esperados en nuestros resultados.

A la hora de estudiar en qué ángulo de flexión aparecían valores más altos de las distintas variables, se escogieron los mismos límites de contorno para facilitarnos la comparación.

Las Figura 3.24 y 3.25 muestran los contornos de cómo se distribuyen dos de las variables de mayor interés de estudio: la tensión máxima principal absoluta y la presión en las rótulas sometidas a los distintos grados de flexión.

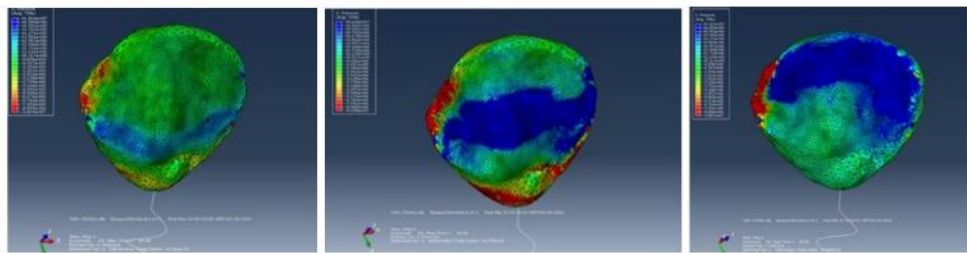


Figura 3.24. Valores de las presiones en la cara posterior de rótulas en ángulos de flexión de 30, 60 y 90 grados.

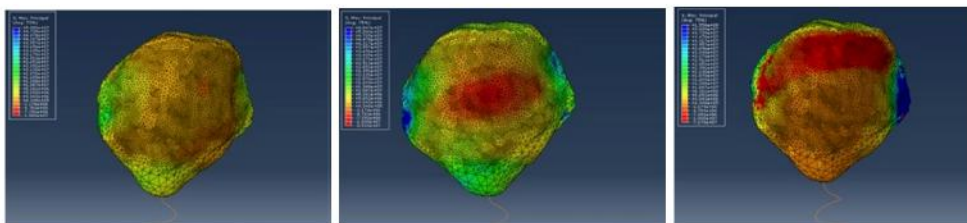


Figura 3.25. Valores de las tensiones máximas principales absolutas en la cara posterior de rótulas en ángulos de flexión de 30, 60 y 90 grados.

La posición a la que se observan valores más elevados de presión y tensión máxima principal, es a 90 grados de flexión. Por este motivo la discusión de los resultados la realizaremos estudiando las distintas variables en un ejercicio de sentadilla realizado a dicho ángulo de flexión.

A la hora de representar la interacción femoro-patelar, determinamos que simular esta última mediante una carga aplicada sobre la superficie de interacción entre el fémur y la rótula, tenía más sentido físico que reproducir la interacción por medio de elementos conectores. No obstante, es necesario estudiar los resultados en ambos modelos para verificar que el modelo de carga aplicada resulta finalmente una representación más fiel de la realidad.

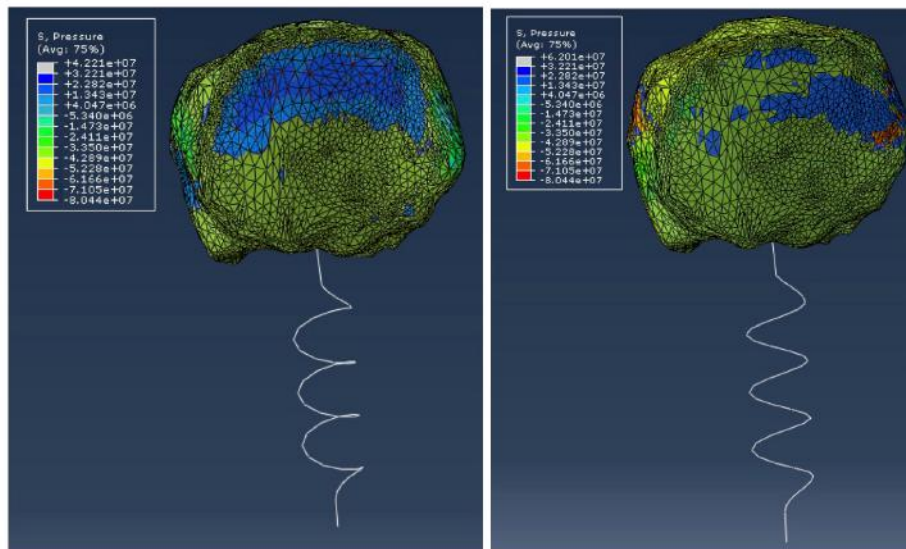


Figura 3.26. Valores de la presión recogida en la cara posterior de la rótula para ambos modelos de elementos finitos en un ejercicio de sentadilla realizado a 90 grados de flexión.

A la vista de los resultados recogidos en las figuras anteriores, podemos observar una distribución de presiones homogénea y localizada en la superficie de contacto femoro-patelar cuando representamos la interacción entre el fémur y la rótula mediante una carga aplicada sobre dicha superficie. Por el contrario, con la utilización de conectores observamos que la representación de la distribución de la presión en la zona en que se localiza el apoyo no parece muy realista: se observan zonas en las que existe una gran concentración de presión, sin embargo la localización de esta variable no se produce mayoritariamente sobre la zona de interés.

Con las tensiones máximas principales absolutas ocurre de la misma manera. En la Figura 3.27 se observa cómo la representación en la superficie de apoyo de la variable de estudio utilizando el modelo de carga aplicada se asemeja más a lo esperado que mediante la utilización de los elementos conectores.

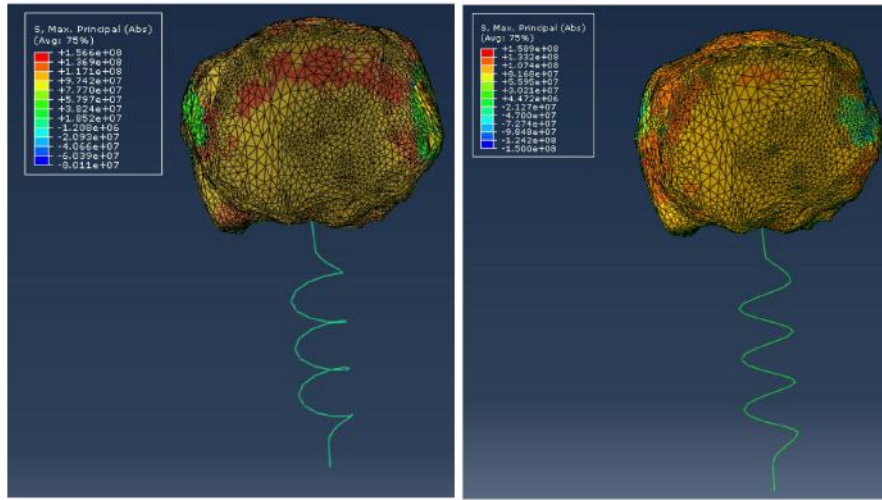


Figura 3.27. Valores de las tensiones máximas principales absolutas recogidas en la cara posterior de la rótula para ambos modelos de elementos finitos en un ejercicio de sentadilla realizado a 90 grados de flexión.

En el estudio de la presión los valores de interés serán los máximos. Los valores numéricos recogidos en la bibliografía que reflejan los máximos de la presión de contacto entre el fémur y la rótula cuando se está realizando un ejercicio de sentadilla a 90 grados de flexión rondan cifras de 35 MPa (*Arnal Burro, J., 2016*). Esta cifra nos servirá de referencia a la hora de analizar los valores máximos obtenidos en el estudio de la presión en nuestro trabajo (presión entendida como $1/3 + \text{trace}(\sigma)$).

En la Figura 3.28, podemos observar cómo el valor máximo de esta variable se produce en la superficie de contacto femoro-patelar y además coincide con el resultado numérico esperado.

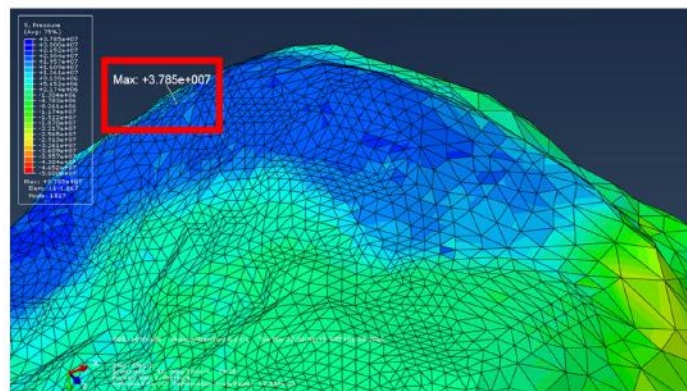


Figura 3.28. El valor de máxima presión se sitúa en la cara articular y su magnitud se corresponde con los valores numéricos de referencia.

Por su parte, los valores de tensión máxima absoluta de interés serán aquellos que sean negativos, pues la tensión en la cara posterior de la rótula ha de ser de compresión. En la Figura 3.29 observamos que se cumple lo esperado, pues los valores numéricos máximos obtenidos se corresponden con los valores reales, los cuales oscilan entre 20 y 30 MPa (Arnal Burro, J., 2016).

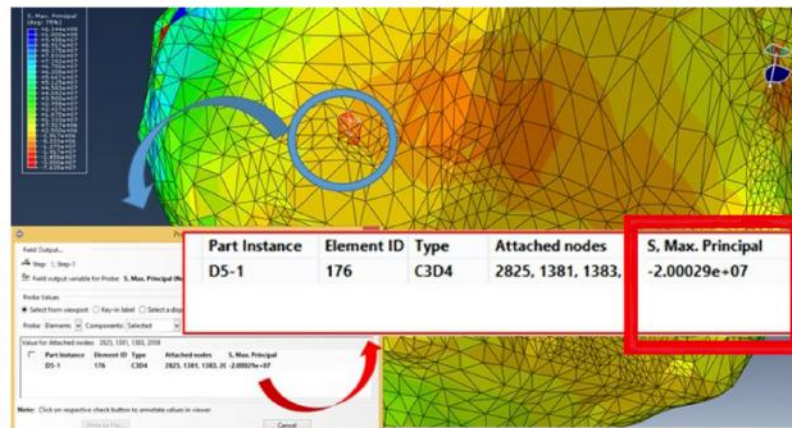


Figura 3.29. El valor de máxima tensión principal absoluta se sitúa en la cara articular y su magnitud se corresponde con los valores numéricos reales.

Los pequeños desplazamientos y deformaciones observados en la Figura 3.30 validan la decisión que tomamos de realizar el análisis de tipo lineal.

Los desplazamientos podemos considerarlos pequeños pues los órdenes de magnitud de estos son menores a las longitudes características del problema.

Las deformaciones fuertes no las encontramos localizadas dentro de la zona de interés. Fuera de estos puntos en los que se muestran grandes deformaciones, podemos afirmar que la hipótesis de no linealidad funciona bien, pues en el área de la rótula en que se representa el apoyo del fémur encontramos deformaciones del orden de microdeformaciones (inferiores en valor absoluto o del orden de $10e-2$).

Por todo ello podemos suponer que los términos no lineales que existen son despreciables. Además, uno de los ensayos para una de las posturas se realizó con un tipo de análisis no lineal y los resultados eran prácticamente los mismos.

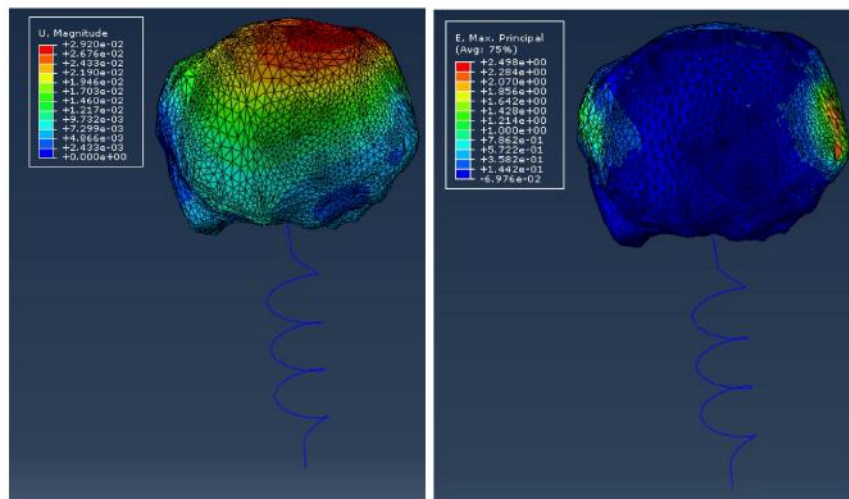


Figura 3.30. Se obtuvieron pequeños desplazamientos y deformaciones.

A pesar de que en la bibliografía consultada se centran más en observar la tensión máxima principal absoluta, hemos decidido estudiar también la tensión de Von Mises. Esta variable resume un estado tensional complicado en las tres dimensiones. En nuestra zona de interés la carga que recibe es fundamentalmente de compresión mientras que en los laterales de la rótula existe, además de carga de compresión y tracción, un efecto de cortante muy elevado. La tensión de Von Mises en los laterales es mayor debido a este efecto como podemos observar en la Figura 3.31.

En el estudio de esta variable no observamos apenas diferencias entre los resultados de ambos modelos.

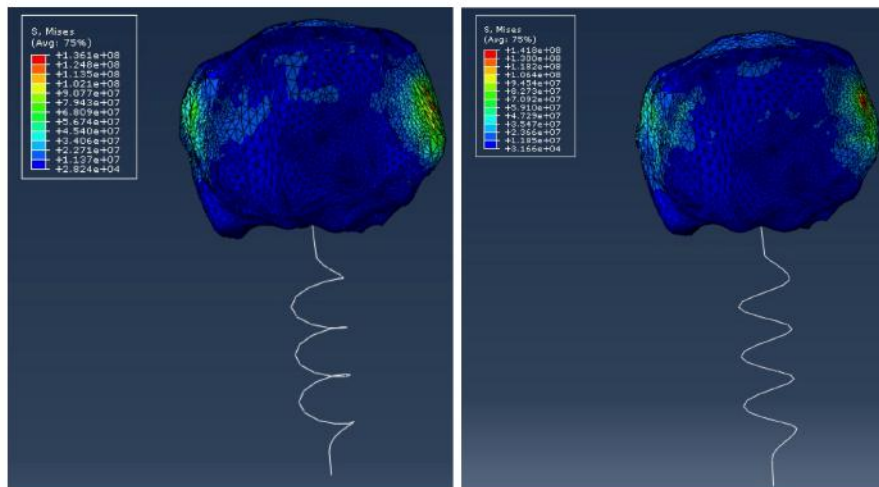


Figura 3.31. Tensión de Von Mises para ambos modelos en Abaqus.

Conclusiones

El objetivo del trabajo era realizar un modelo que simulase el comportamiento de la rótula y de sus estructuras colindantes. La estructura de la rótula consiguió representarse fielmente pues se partía de un TAC de rótula humana real. El músculo del cuádriceps y las estructuras de contorno también han sido representadas de una forma óptima pues los resultados que se estudiaron en el post-proceso resultaron similares a los esperados que se encontraron en la literatura.

Durante el desarrollo del proyecto se elaboraron tres modelos distintos, uno matemático realizado por el software Matlab y dos análisis de elementos finitos mediante Abaqus.

A partir del programa creado en Matlab estimamos los valores de las magnitudes de las fuerzas que aplicamos sobre la rótula en el modelo de elementos finitos. En un primer modelo representamos la interacción femoro-patelar mediante elementos conectores comprobando que la fuerza resultante que se creaba coincidía con la calculada a partir de Matlab. Como la opción de simular el efecto del fémur sobre la rótula mediante conectores no se ajustaba fielmente a la realidad, se decidió modificar la representación de la interacción femoro-patelar introduciendo una carga aplicada cuya magnitud se decidió a partir de la obtenida con el modelo de Matlab, previamente comparada con la resultante de la utilización de elementos conectores.

Efectivamente, utilizando el modelo de elementos conectores pudimos observar, a la hora de discutir los resultados, como la presión y tensión en la zona en la que se representó el apoyo no parece muy realista, pues no está repartida de una forma homogénea sobre dicha superficie sino que se concentra en determinados puntos.

La mayor limitación que se encontró durante el desarrollo del trabajo fue que no contábamos con la influencia real del fémur por lo que se trató de representar lo más fielmente posible a la realidad.

En cuanto a los beneficios potenciales en el ámbito clínico, como continuación de este trabajo podría realizarse el análisis de elementos finitos en varias rótulas con distintas geometrías y someterlas a las mismas fuerzas y estructuras retentivas para observar que geometría concreta es un marcador de riesgo en el diagnóstico de enfermedades de la

articulación femoropatelar.

En mi opinión la ausencia del fémur en la estructura aleja de la realidad los resultados obtenidos. Sin embargo, si se consiguiese un TAC completo de la rótula y el fémur, podría repetirse el proceso de análisis y obtener resultados más fieles a los esperados.

Además de las conclusiones obtenidas, de la realización del mismo ha resultado la adquisición de conocimientos acerca del manejo del software Abaqus, comprensión y creación de código en lenguaje awk, mejora en el manejo de Matlab y utilización de Latex, programa que empleamos para la redacción de la memoria del trabajo.

Índice de figuras

1.1. Vista anterior de la rótula	2
1.2. Vistas medial y lateral de la rótula	3
1.3. Vista posterior de la rótula. Diferenciamos la parte articular cubierta por una capa de cartílago hialino	3
1.4. Efecto palanca tipo III	4
1.5. Vectores que representan la tracción del cuádriceps (<i>Mesfar et al., 2005</i>)	5
3.1. Modelo realizado en Matlab.	10
3.2. Valores numéricos de los parámetros del modelo.	11
3.3. Subsistemas del fémur y de la tibia.	12
3.4. Subsistemas del pie y de la rodilla.	12
3.5. Subsistema de la rótula.	13
3.6. Magnitudes de las fuerzas calculadas para cada valor de los ángulos de entrada.	13
3.7. Valores de la carga femoro-patelar en función de los ángulos de entrada.	14
3.8. Disección de la rótula de estudio.	15
3.9. Creación de la malla primitiva superficial.	16
3.10. Creación de la malla volumétrica con calidad óptima	17
3.11. Selección de superficies de actuación de fuerzas y condiciones de contorno.	18
3.12. Asignación de propiedades materiales a partir de las Unidades Hounsfield (HU) de cada voxel.	18

3.13. Representación del tendón rotuliano utilizando un elemento de tipo <i>Spring</i> .	20
3.14. Distribución del efecto muelle en el área de inserción del rotuliano por medio de un elemento de tipo <i>Coupling</i> .	20
3.15. Representación de los tres vectores del cuádriceps.	21
3.16. Valores de los módulos de las fuerzas del cuádriceps.	21
3.17. Representación de uno de los vectores del cuádriceps sobre la superficie de inserción.	22
3.18. Representación de los tres vectores del cuádriceps.	22
3.19. Representación de los ligamentos de restricción laterales por medio de elementos tipo <i>Coupling</i> .	23
3.20. Elementos conectores de tipo Link representando la interacción femoro-patelar.	24
3.21. Carga aplicada sobre la superficie de contacto representando la interacción femoro-patelar.	25
3.22. Valores de las fuerzas que se repartirán en forma de presión.	26
3.23. El tipo de análisis utilizado será estático y lineal.	26
3.24. Valores de las presión en la cara posterior de rótulas en ángulos de flexión de 30, 60 y 90 grados.	27
3.25. Valores de las tensiones máximas principales absolutas en la cara posterior de rótulas en ángulos de flexión de 30, 60 y 90 grados.	27
3.26. Valores de la presión recogida en la cara posterior de la rótula para ambos modelos de elementos finitos en un ejercicio de sentadilla realizado a 90 grados de flexión.	28
3.27. Valores de las tensiones máximas principales absolutas recogidas en la cara posterior de la rótula para ambos modelos de elementos finitos en un ejercicio de sentadilla realizado a 90 grados de flexión.	29
3.28. El valor de máxima presión se sitúa en la cara articular y su magnitud se corresponde con los valores numéricos de referencia.	29
3.29. El valor de máxima tensión principal absoluta se sitúa en la cara articular y su magnitud se corresponde con los valores numéricos reales.	30
3.30. Se obtuvieron pequeños desplazamientos y deformaciones.	31
3.31. Tensión de Von Mises para ambos modelos en Abaqus.	32

Bibliografía

Arnal Burro J. (2016) Correlación de la forma anatómica de la rótula con la tensión femoropatelar. (pendiente de publicación).

Bendjaballah MZ., Shirazi-Adl A., Zukor DJ., (1997) Finite elements analysis of human knee joint in varus-valgus.

Besier TF, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. (2005) A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. 37(11):1924-30.

Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR (2002). A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. 124(3):273-80.

Dye, S.F. (1987). An evolutionary perspective of the knee. J Bone Joint Surg Am. 69(7):976-83.

Farrokhi S, Keyak JH, Powers CM (2011) Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study.

Flandry, F. and G. Hommel. (2011) Normal anatomy and biomechanics of the knee. Sports Med Arthrosc. 19(2):82-92.

Fox, A.J. F. Wanivenhaus, and S.A. Rodeo. (2012) The basic science of the patella: Structure composition and function. J Knee Surg. 25(2):127-41.

Grabiner, M.D. T.J. Koh, and L.F. Draganich. (1994). Neuromechanics of the patellofemoral joint. Med Sci Sports Exerc. 26(1):10-21.

Huber-Betzer H., Brown TD., Mattheck C., (1990) Some effects of global joint morphology on local stress aberrations near imprecisely reduced intra-articular fractures.

Kaufer, H., (1971) Mechanical function of the patella. J Bone Joint Surg Am. 53(8) p. 1551-60.

Mesfar, W. and A. Shirazi-Adl, (2005) Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. Knee. 12(6):424-34.

Shirazi R, Shirazi-Adl A, Hurting M. (2008) Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression. 41(16):3340-8.

Tecklenburg, K. et al. (2006). Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 14(3):235-40.

Toumi, H. et al. (2006). Regional variations in human patellar trabecular architecture and the structure of the quadriceps enthesis: a cadaveric study. *J Anat.* 220(6):632-7.

“Abaqus Documentation 6.14”, <http://abaqus.software.polimi.it/v6.14/index.html>.